

ISSN 1561-8323 (Print)  
ISSN 2524-2431 (Online)

**МЕДИЦИНА**  
**MEDICINE**

УДК 616.831-009.81:303.052  
<https://doi.org/10.29235/1561-8323-2023-67-1-51-58>

Поступило в редакцию 08.09.2022  
Received 08.09.2022

**В. А. Лукашевич<sup>1</sup>, В. В. Пономарев<sup>1</sup>, член-корреспондент С. В. Губкин<sup>2</sup>,  
С. М. Манкевич<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси, Минск, Республика Беларусь

**ОЦЕНКА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АДАПТАЦИИ ЗДОРОВЫХ ЛИЦ  
ПО ДАННЫМ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОЙ КИНЕМАТИКИ**

**Аннотация.** Актуальной проблемой современной клинической биомеханики остается выделение маркеров сложных движений, позволяющих оценивать сложные двигательные приспособительные реакции вне зависимости от возраста, пола и антропометрических девиаций. Цель исследования: разработать метод анализа двигательных приспособительных реакций человека по биомеханическим маркерам, полученным при выполнении разноплановых кинематических тестов. В исследовании приняли участие 90 добровольцев с правосторонним ведущим кинематическим звеном в возрасте 18,8 [16,8/20,8] лет, с ростом 171,8 [179,2/164,8] см и массой тела 65,3 [76,6/58,5] кг, соотношение мужчин и женщин – 5 : 4. В ходе исследования всем участникам проводили биомеханический анализ с применением системы дистанционного захвата движений «TESLASUIT», а также выполняли разноплановые кинематические тесты. В ходе проведения исследования разработан новый метод анализа двигательных приспособительных реакций человека, основанный на вычислении специфических маркеров времени активной фазы средней угловой девиации и инерциальной кинематики при выполнении стандартизированных кинематических тестов «фронтальная стабильность», «сагиттальная стабильность», «пространственная ориентация» и «идентификация стимула». Установлено, что специфическими ( $p < 0,001$ ) маркерами первого теста являются показатели времени активной фазы, маркеры второго и четвертого тестов связаны с параметрами средней угловой девиации, специфическими индикаторами третьего теста может выступать инерциальная кинематика бедер, голени и стоп.

**Ключевые слова:** адаптивная кинематика, маркеры адаптивной кинематики, время активной фазы, средняя угловая девиация, инерциальная кинематика

**Для цитирования.** Оценка двигательной адаптации здоровых лиц по данным пространственно-временной кинематики / В. А. Лукашевич [и др.] // Докл. Нац. акад. наук Беларуси. – 2023. – Т. 67, № 1. – С. 51–58. <https://doi.org/10.29235/1561-8323-2023-67-1-51-58>

**Vladislav A. Lukashevich<sup>1</sup>, Vladimir V. Ponomarev<sup>1</sup>, Corresponding Member Sergey V. Gubkin<sup>2</sup>,  
Svetlana M. Mankevich<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk, Republic of Belarus

<sup>2</sup>Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus, Minsk, Republic of Belarus

**EVALUATION OF MOTOR ADAPTATION OF HEALTHY PERSONS ACCORDING  
TO SPACE-TIME KINEMATICS DATA**

**Abstract.** An important problem of modern clinical biomechanics is to identify complex movement markers that make it possible to evaluate complex motor adaptive reactions regardless of age, gender, and anthropometric deviations. The purpose of the present study was to develop a method for analysis of human motor adaptive reactions based on calculating specific biomechanical markers obtained by performing diverse kinematic tests. The study involved 90 volunteers with a right-leading kinematic side at an age of 18.8 [16.8/20.8] years, with a height of 171.8 [179.2/164.8] cm, a body weight of 65.3 [76.6/58.5] kg, and the ratio of men and women – 5 : 4. During the study, all participants underwent biomechanical analysis using the TESLASUIT remote motion capture suit and performing diverse kinematic tests. In the course of the study, a new method for analyzing human motor adaptive reactions was developed. It is based on calculating specific time markers of the active phase, average angular deviation markers, and inertial kinematic markers. All markers are calculated after each kinematic tests

“frontal stability”, “sagittal stability”, “spatial orientation”, and “stimulus identification”. Our survey revealed that specific ( $p < 0.001$ ) markers of the first test are the time indicators of the active phase, the markers of the second and fourth tests are associated with the average angular deviation parameters, and the specific indicators of the third test can be the inertial kinematics of thighs, legs, and feet.

**Keywords:** adaptive kinematics, adaptive kinematics markers, active phase time, average angular deviation, inertial kinematics

**For citation.** Lukashevich V. A., Ponomarev V. V., Gubkin S. V., Mankevich S. M. Evaluation of motor adaptation of healthy persons according to space-time kinematics data. *Doklady Natsional'noi akademii nauk Belarusi = Doklady of the National Academy of Sciences of Belarus*, 2023, vol. 67, no. 1, pp. 51–58 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8323-2023-67-1-51-58>

**Введение.** Нарушения нейромышечных функций человека затрагивают сферу двигательных приспособительных реакций в виде контроля произвольных двигательных функций и функций непроизвольных двигательных реакций [1]. При некоторых заболеваниях центральной нервной системы, таких как инсульты, психосоциальная дезадаптация неразрывно связана с выраженностью двигательных дефектов, включающих адаптивную кинематику (АДК) [2–4]. Главная проблема объективного анализа данного рода патологии у лиц пожилого возраста заключается в наслоении патобиомеханических паттернов АДК на уже имеющиеся заболевания опорно-двигательного аппарата [4–6]. В этой ситуации клиническая диагностика с использованием средств оценки биомеханики обусловлена необходимостью обработки большого объема данных с целью поиска релевантных маркеров, отражающих как первичные, так и вторичные нарушения АДК [7; 8]. Также в ходе выполнения реабилитационных программ происходит неселективное восстановление моторных функций, что затрудняет принятие обоснованного решения об эффективности проводимой терапии [4; 9–11].

Ранее авторами были сделаны попытки описания методик и математических алгоритмов обработки массивов данных пространственно-временной биомеханики с целью выявления универсальных механизмов поддержания вертикальной позы в эксперименте с различными средовыми окружениями. При этом вопросы стандартизации исследования и выделения специфических маркеров АДК, устойчивых к антропометрическим неопределенностям, не освещались [12–15].

Таким образом, к настоящему времени актуальной проблемой современной клинической биомеханики остается выделение маркеров сложных движений, позволяющих оценивать АДК вне зависимости от возраста, пола и антропометрических девиаций.

Целью исследования являлась разработка методологии (метода) анализа двигательных приспособительных реакций человека, основанной на расчете специфических биомеханических маркеров, полученных при выполнении разноплановых кинематических тестов.

**Материалы и методы исследования.** Проведение исследования было одобрено этическим комитетом ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования». Дизайн исследования – проспективное экспериментальное. В исследовании приняли участие 90 добровольцев с правосторонним ведущим кинематическим звеном в возрасте (данные представлены в виде медианы (Me), верхнего (UQ) и нижнего (LQ) квартилей – Me [UQ/LQ]) – 18,8 [16,8/20,8] лет. Соотношение мужчин и женщин составляло 5 : 4. Антропометрические параметры имели следующие показатели: рост – 171,8 [179,2/164,8] см, масса тела – 65,3 [76,6/58,5] кг.

Все участники исследования подписывали информированное согласие. Критериями исключения из исследования являлось превышение одного из нижеприведенных показателей нарушения скелетных функций, нарушений нейромышечных функций и нарушения сенсорных функций, связанных с болью, выше 8 %. Расчет показателей производился автоматически с применением разработанного ранее мобильного приложения (ссылка для просмотра и бесплатного скачивания программы: <https://getwoex.wixsite.com/checkin>) [16].

В ходе проведения исследования всем добровольцам проводился анализ АДК в виде батареи тестов, выполняемых в стандартизированных условиях средового окружения (рисунок) с применением технологии дистанционного захвата движений и реконструкции скелетной модели. Стандартизация, или средовая инвариативность, достигалась за счет ряда условий: 1) использование навигационного коврика, который имеет разметку, соответствующую заданию теста; 2) все за-

дания выполнялись в вертикальном положении; 3) испытуемые получали одинаковую вводную информацию о тестовом задании в виде видеоряда с образцом выполнения теста; 4) все испытуемые находились на расстоянии 1,5 м от монитора; 5) в качестве заданий использовалась диагностическая батарея, состоящая из 5 тестов.

Так, при выполнении теста фронтальной стабильности (ТФС) совершались перемещения нижних конечностей в сторону на разную длину, при выполнении теста сагиттальной стабильности (ТСС) – перемещения нижних конечностей вперед и назад. При выполнении теста пространственной ориентации (ТПО) перемещения стоп выполнялись на тот ориентир навигационного коврика, который подсвечивался красным цветом на экране монитора. При этом во время тестирования визуализируемое рабочее пространство монитора выполняло поворот по часовой и против часовой стрелки, что требовало принятия решения о месте постановки ноги на соответствующий маркер навигационного коврика. При выполнении теста идентификации стимула (ТИС) перемещения правой и левой стоп осуществлялись на тот ориентир навигационного коврика, который подсвечивался на экране монитора красным цветом. Другие маркеры навигационного коврика в произвольном режиме подсвечивались лиловым и синим цветами и являлись визуальными помехами. Выполнение теста шаговой локомоции (ТШЛ) было сопряжено с подъемом правой и левой нижних конечностей вверх на разную высоту.

В качестве диагностического инструмента (рисунок) применялся костюм TESLASUIT (производства Республіка Беларусь, УП «ВРТЭЖ») с интегрированными в него инерциальными сенсорами [11–14]. Во время тестовых заданий, в непрерывном режиме от инерциальных сенсоров костюма информация в виде кватернионов поступала в блок компьютерной обработки, где фиксировались пространственные координаты каждого сенсора. На основе полученных данных рассчитывались параметры времени активной фазы (ВАФ), средней угловой девиации (СУД) суставных звеньев пояса нижних конечностей, а также интегральные параметры инерциальной кинематики (ИК) нижних конечностей. При этом префиксом в скобках под цифрой 1 обозначалась принадлежность кинематического элемента к левой стороне, а 2 – к правой. В первых двух группах параметров после основного сокращения использовалось дополнительное в виде ТБС – тазобедренный сустав, КС – коленный сустав и ГС – голеностопный сустав. Во второй группе параметров конечным префиксом обозначалась принадлежность регистрируемого параметра к sg – сагиттальной плоскости (СГП), fr – фронтальной плоскости (ФРП) и hr – горизонтальной. Для инерциальных параметров использовались префиксы, характеризующие спектральный диапазон в Гц.

Статистическую обработку данных выполняли в пакете Statistics 8.0 (StatSoft, США). После оценки распределения полученных данных методом Шапиро–Уилка, для данных, соответствующих нормальному распределению, применяли параметрические методы анализа, для данных, не соответствующих нормальности, применяли непараметрические статистические методы. Критерием достоверности принималось значение  $p \leq 0,05$ .

Обработка массивов данных, получаемых от инерциальных датчиков, с последующей реконструкцией скелетной модели тела и расчетом показателей адаптивной кинематики осуществлялась в приложении «Python» (Python Software Foundation, США). Математическое моделирование скелетной модели выполнялось на основе программного продукта «OpenSim» (открытая платформа серии 4.1) с внесением собственных изменений и собственной процедурой каллибровки (частота дискретизации данных – 30 Гц).



Общий вид проводимого исследования: 1 – испытуемый в костюме «TESLASUIT»; 2 – тестовое задание; 3 – навигационный коврик

General nature of the present study: 1 – test person in “TESLASUIT”; 2 – test task; 3 – navigation pad

**Результаты и их обсуждение.** Полученные в ходе динамического тестирования результаты АДК представлены в табл. 1.

Т а б л и ц а 1. Параметры адаптивной кинематики при выполнении постральных и динамических тестов  
T a b l e 1. Parameters of adaptive kinematics when performing postural and dynamic tests

Параметр Parameter	ТФС			ТСС			ТПО			ТИС			ТШЛ		
	Me	LQ	UQ												
ВАФТБС(1)	4,4	3,5	8,2	19,2	18,1	22,7	13,1	12,5	15,7	11,1	10,4	13,2	19,0	17,8	22,4
ВАФТБС(2)	13,5	11,6	14,8	23,0	21,3	26,7	14,9	13,8	17,5	12,0	11,3	14,0	21,0	19,4	24,4
ВАФКС(1)	8,1	4,8	9,5	15,5	14,4	18,3	4,2	4,0	5,0	3,5	3,3	4,1	11,0	10,0	12,5
ВАФКС(2)	3,6	3,1	4,0	20,0	18,8	23,7	4,1	3,8	4,9	3,4	3,1	4,0	13,0	12,0	14,8
ВАФГС(1)	2,2	1,9	2,9	6,9	6,5	8,1	3,2	3,0	3,8	2,7	2,5	3,1	0,4	0,2	0,4
ВАФГС(2)	8,3	5,0	9,1	10,3	9,7	12,2	4,0	3,6	4,5	3,3	3,1	4,0	0,4	0,2	0,4
СУДТБС(1)sg	42,5	40,1	46,9	37,4	35,8	41,7	37,7	35,9	41,7	31,7	30,3	35,5	40,0	37,8	44,1
СУДТБС(1)fr	14,4	13,5	16,4	22,0	20,6	25,4	34,0	31,1	37,5	28,1	26,8	31,7	6,5	6,1	7,3
СУДТБС(1)hr	5,0	4,7	5,7	3,9	3,6	4,4	14,5	13,3	16,0	12,1	11,5	13,9	7,9	7,3	8,9
СУДТБС(2)sg	34,1	31,1	37,1	32,2	29,5	35,1	31,5	28,6	34,2	26,0	23,6	28,3	31,5	28,5	34,2
СУДТБС(2)fr	9,2	8,4	10,0	11,0	10,0	12,3	26,9	24,4	29,9	23,2	21,2	25,3	5,3	4,8	6,0
СУДТБС(2)hr	3,9	3,6	4,3	3,9	3,5	4,3	13,8	12,5	15,0	11,2	10,2	12,3	6,7	6,1	7,2
СУДКС(1)sg	7,7	7,0	8,5	22,8	20,8	24,8	22,2	20,2	24,2	18,5	16,8	20,2	26,4	24,0	28,7
СУДКС(2)sg	12,5	11,3	13,5	27,6	25,2	30,2	26,9	24,5	29,5	22,6	20,5	24,6	27,1	24,6	29,5
СУДГС(1)sg	5,9	5,3	6,3	10,8	9,8	11,7	11,0	10,0	11,9	8,9	8,1	9,7	7,7	7,0	8,3
СУДГС(2)sg	7,5	6,8	8,1	14,0	12,7	15,2	13,5	12,2	14,9	11,4	10,4	12,4	8,7	7,9	9,5
ИКБ(2)l-5	1,4	1,2	1,5	4,6	4,3	5,4	3,6	3,3	3,8	3,0	2,7	3,1	4,8	4,3	5,0
ИКБ(2)6-10	3,8	3,5	4,1	11,6	10,8	13,8	14,2	13,0	15,6	11,6	10,5	12,7	5,8	5,3	6,4
ИКБ(2)l1-15	4,7	4,3	5,1	17,0	15,7	19,8	18,7	17,0	20,9	16,0	14,5	17,4	8,0	7,3	8,6
ИКБ(1)l-5	1,0	0,9	1,0	3,7	3,4	4,2	3,5	3,2	4,0	2,9	2,6	3,2	4,9	4,4	5,3
ИКБ(1)6-10	2,8	2,5	3,0	10,5	10,0	12,4	14,3	13,0	15,9	12,2	11,1	13,4	6,3	5,8	7,0
ИКБ(1)l1-15	3,4	3,1	3,9	13,0	12,1	15,3	18,5	16,9	20,1	15,4	14,1	16,8	9,7	8,9	10,5
ИКГ(2)l-5	1,4	1,2	1,5	2,1	2,0	2,5	1,4	1,3	1,6	1,2	1,1	1,4	4,6	4,2	5,0
ИКГ(2)6-10	2,7	2,4	3,0	4,6	4,2	5,3	3,8	3,4	4,1	3,2	2,9	3,5	5,7	5,2	6,1
ИКГ(2)l1-15	4,0	3,7	4,3	6,5	6,0	7,7	6,2	5,6	6,9	5,3	4,8	5,9	7,9	7,1	8,7
ИКГ(1)l-5	1,4	1,2	1,5	1,4	1,3	1,7	0,7	0,7	0,8	0,6	0,6	0,7	4,9	4,4	5,3
ИКГ(1)6-10	3,3	3,0	3,7	3,4	3,1	4,0	2,2	2,0	2,4	1,7	1,6	2,0	6,3	5,7	7,0
ИКГ(1)l1-15	4,4	4,0	4,9	4,5	4,2	5,2	3,5	3,2	4,0	2,8	2,6	3,2	9,8	9,0	10,5
ИКС(2)l-5	1,1	1,0	1,2	6,0	5,5	7,0	1,1	1,0	1,2	0,9	0,8	1,0	4,4	4,0	4,9
ИКС(2)6-10	2,8	2,5	3,0	15,0	14,0	17,3	3,3	3,0	3,7	2,7	2,4	3,0	5,8	5,2	6,2
ИКС(2)l1-15	4,0	3,7	4,3	16,6	15,5	19,7	5,5	5,0	6,0	4,5	4,1	5,0	7,6	6,9	8,2
ИКС(1)l-5	0,8	0,7	0,9	5,5	5,0	6,3	1,0	0,9	1,0	0,8	0,8	1,0	4,5	4,0	5,0
ИКС(1)6-10	2,4	2,2	2,7	10,9	10,0	12,8	3,4	3,1	3,8	2,7	2,5	3,0	5,4	4,9	6,0
ИКС(1)l1-15	3,2	2,9	3,5	12,0	11,1	13,9	4,7	4,3	5,1	3,9	3,5	4,2	6,2	5,7	6,8

П р и м е ч а н и я: ТФС – тест фронтальной стабильности; ТСС – тест сагиттальной стабильности; ТПО – тест пространственной ориентации; ТИС – тест идентификации стимула; ТШЛ – тест шаговой локомоции; ВАФ – время активной фазы; СУД – средняя угловая девиация; ИК – инерциальная кинематика; (1) – принадлежность кинематического элемента к левой стороне; (2) – принадлежность кинематического элемента к правой стороне; ТБС – тазобедренный сустав; КС – коленный сустав; ГС – голеностопный сустав; sg – сагиттальная плоскость; fr – фронтальная плоскость; hr – горизонтальная плоскость.

N o t e s: ТФС – frontal stability test; ТСС – sagittal stability test; ТПО – spatial orientation test; ТИС – stimulus identification test; ТШЛ – stepping locomotion test; ВАФ – time of the active phase; СУД – average angular deviation; ИК – inertial kinematics; (1) – belonging of the kinematic element to the left side; (2) – belonging of the kinematic element to the right side; ТБС – hip joint; КС – knee joint; ГС – ankle joint; sg – sagittal plane; fr – frontal plane; hr – horizontal plane.

При статистической обработке полученных данных установлено, что параметры АДК имеют ненормальное распределение. При оценке перспективной зависимости параметров АДК от антропометрических данных и возрастного фактора методом множественной нелинейной регрессии и методом ANOVA (MANOVA), а также методом корреляционного анализа установлен ряд ста-

тистических закономерностей, согласно которым были выделены параметры АДК с отсутствующими перспективными связями с антропометрическими данными, а именно: ВАФТБС и ВАФКС – при выполнении ТФС; СУДТБС, СУДКС, СУДГС в СГП – при выполнении ТФС, ТСС, ТПО и ТШЛ; СУДКС и СУДГС в СГП – при выполнении ТИС; СУДТБС во ФРП – при выполнении ТИС; ИКБ, ИКГ, ИКС – при выполнении ТФС, ТПО, ТИС и ТШЛ.

В ходе исследования выделенные параметры подвергались обработке методом дисперсионного анализа. В результате установлены статистически значимые связи, отражающие специфику АДК пространственных перемещений тела во ФРП в виде обратнопропорциональной зависимости суставной активности левых ТБС и КС, а также прямопропорциональной зависимости правого ТБС и обоих КС. Специфика АДК при фронтальных перемещениях тела определяется пропорциональной угловой подвижностью в СГП крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой, а также активацией инерциальной кинематики всех элементов пояса нижних конечностей.

В ходе исследования установлены закономерности АДК нижних конечностей при пространственных перемещениях тела в СГП, которые определяются наличием прямопропорциональной угловой подвижности в СГП крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой. Данный паттерн идентичен с паттерном перемещений во ФРП.

В ходе исследования установлены закономерности АДК нижних конечностей при произвольных перемещениях тела в условиях пространственной неопределенности в виде пропорциональной угловой подвижности крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой в СГП, а также активации инерциальной кинематики всех элементов локомоторной системы нижних конечностей.

В качестве одной из закономерностей АДК при произвольных перемещениях тела в условиях идентификации визуального стимула выявлена двухсторонняя пропорциональная активация угловой подвижности ТБС во ФРП, а также КС и ГС в СГП, а при шаговой локомоции имела место пропорциональная угловая активация суставной подвижности всех крупных суставов правой ноги и КС и ГС левой в СГП с вариативной активацией инерциальной кинематики всех элементов локомоторной системы нижних конечностей.

Далее параметры АДК, отражающие специфику выполнения динамических тестов, после проведения корреляционного анализа были сгруппированы продемонстрированным в табл. 2 образом, где релевантные показатели (показатели специфичные для теста) обозначены «+».

Т а б л и ц а 2. Параметры адаптивной кинематики, релевантные для проведения оценки качества выполнения поструральных и динамических тестов

Table 2. Parameters of adaptive kinematics relevant for assessing the quality of performance of postural and dynamic tests

Параметр Parameter	ТФС	ТСС	ТПО	ТИС	ТШЛ
ВАФТБС(1)	+				
ВАФТБС(2)	+				
ВАФКС(1)	+				
ВАФКС(2)	+				
ВАФГС(1)					
ВАФГС(2)					
СУДТБС(1)sg		+			
СУДТБС(1)fr				+	
СУДТБС(1)hr					
СУДТБС(2)sg		+			
СУДТБС(2)fr				+	
СУДТБС(2)hr					
СУДКС(1)sg		+		+	
СУДКС(2)sg		+		+	
СУДГС(1)sg		+		+	
СУДГС(2)sg		+		+	
ИКБ(2)1-5			+		

Окончание табл. 2

Параметр Parameter	ТФС	ТСС	ТПО	ТИС	ТШЛ
ИКБ(2)6-10			+		
ИКБ(2)11-15			+		
ИКБ(1)1-5			+		
ИКБ(1)6-10			+		
ИКБ(1)11-15			+		
ИКГ(2)1-5			+		
ИКГ(2)6-10			+		
ИКГ(2)11-15			+		
ИКГ(1)1-5			+		
ИКГ(1)6-10			+		
ИКГ(1)11-15			+		
ИКС(2)1-5			+		
ИКС(2)6-10			+		
ИКС(2)11-15			+		
ИКС(1)1-5			+		
ИКС(1)6-10			+		
ИКС(1)11-15			+		

Примечание. Сокращения как в табл. 1.  
Note. Abbreviations as in Table 1.

В результате проведенного анализа из 170 параметров АДК были выделены 34 релевантных маркера (специфичных для определенных перемещений тела в пространстве и не зависящих от антропометрических и возрастных неопределенностей). При этом группа показателей ВАФ является специфичной для ТСС, а группа показателей СУД – для ТСС и ТИС. Также установлено, что инерциальные показатели АДК являются специфичными для ТПО, в то время как применение ТШЛ можно считать нецелесообразным в виду высоких корреляционных связей показателей АДК со всеми остальными тестами, что определяется спецификой их выполнения, связанной с подъемами нижних конечностей вверх.

Таким образом, в ходе проведенного исследования разработан метод объективной оценки двигательных приспособительных реакций здоровых лиц, который заключается в проведении биомеханического анализа сложных специфических движений, регламентированных стандартизованными условиями средового окружения с визуальной биологической обратной связью по открытому контуру и последовательным выполнением статистически значимых ( $p < 0,001$ ) в отношении биомеханической информативности четырех разноплановых кинематических тестов ТФС, ТСС, ТПО и ТИС. Разработанная аналитическая модель основана на математическом вычислении пространственно-временных переменных АДК, сгруппированных по признаку статистической значимости ( $p < 0,001$ ) и устойчивости к антропометрическим и возрастным неопределенностям, в четыре критериальные группы для каждого двигательного теста.

Параметры первой группы статистически валидны ( $p < 0,001$ ) при реализации ТФС и представлены для левой/правой сторон: ВАФ ТБС 4,4[8,2/3,5] / 13,5[14,8/11,6] с ( $p > 0,1$ ) и КС 8,1[9,5/4,8] / 3,6[4,0/3,1] с ( $p > 0,2$ ). Данный параметр рассчитывается как момент пространственных перемещений указанных кинематических элементов с линейной скоростью более 0,5 м/с.

Вторая группа критериев статистически значимо ( $p < 0,001$ ) связана с СУД – средним значением изменения угловой амплитуды, за время проведения ТСС, в ТБС 37,4[41,7/35,8] / 32,2[35,1/29,5]° ( $p > 0,01$ ), КС 22,8[24,8/20,8] / 27,6[30,2/25,2]° ( $p > 0,08$ ) и ГС 10,8[11,7/9,8] / 14,0[15,2/12,7]° ( $p > 0,08$ ).

Также СУД отражает особенности выполнения ТИС ( $p < 0,001$ ), формируя при этом третью группу переменных угловой кинематики КС 18,5[20,2/16,8] / 22,6 [24,6/20,5]° ( $p > 0,2$ ), ГС 8,9[9,7/8,1] / 11,4[12,4/10,4]° ( $p > 0,2$ ) и ТБС 28,1[31,7/26,8] / 23,2[25,3/21,2]° ( $p > 0,3$ ) во фронтальной плоскости.

Показатели ИК в спектральных полосах 1–5, 6–10 и 11–15 Гц соответственно для бедер 3,5[4,0/3,2], 14,3[15,9/13], 18,5[20,1/16,9] / 3,6[3,8/3,3], 14,2[15,6/13], 18,7[20,9/17] рад/с<sup>2</sup> ( $p > 0,06$ ); го-

леней  $0,7[0,8/0,7]$ ,  $2,2[2,4/2]$ ,  $3,5[4,0/3,2]$  /  $1,4[1,6/1,3]$ ,  $3,8[4,1/3,4]$ ,  $6,2[6,9/5,6]$  рад/с<sup>2</sup> ( $p > 0,06$ ) и стоп  $1[1/0,9]$ ,  $3,4[3,8/3,1]$ ,  $4,7[5,1/4,3]$  /  $1,1[1,2/1]$ ,  $3,3[3,7/3]$ ,  $5,5[6/5]$  рад/с<sup>2</sup> ( $p > 0,08$ ) являются производными, полученными при спектральном анализе Фурье, и объективно отражают состояние адаптивной кинематики специфичной ( $p < 0,001$ ) для теста «пространственной ориентации».

Разработанная диагностическая модель демонстрирует отличное качество (AUC = 0,94) при выявлении нарушений адаптивной кинематики в однородной группе здоровых лиц ( $p < 0,001$ ).

**Заключение.** В ходе проведения исследования разработан новый метод анализа двигательных приспособительных реакций человека, основанный на вычислении специфических маркеров времени активной фазы средней угловой девиации и инерциальной кинематики при выполнении стандартизированных кинематических тестов «фронтальная стабильность», «сагиттальная стабильность», «пространственная ориентация» и «идентификация стимула». Установлено, что специфическими ( $p < 0,001$ ) маркерами первого теста являются показатели времени активной фазы, маркеры второго и четвертого тестов связаны с параметрами средней угловой девиации, специфическими индикаторами третьего теста может выступать инерциальная кинематика бедер, голени и стоп.

### Список использованных источников

1. Valid and reliable instruments for arm-hand assessment at ICF activity level in persons with hemiplegia: a systematic review / R. Lemmens [et al.] // *BMC Neurol.* – 2012. – Vol. 12, N 1. – Art. 21. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-12-21>
2. Долгосрочные исходы мозгового инсульта в крупной городской популяции Беларуси / С. Д. Кулеш [и др.] // *Вестн. ВГМУ.* – 2011. – Т. 10, № 3. – С. 93–101.
3. Katan, M. Global Burden of Stroke / M. Katan, A. Luft // *Semin. Neurol.* – 2018. – Vol. 38, N 2. – P. 208–211. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1649503>
4. Performance-based everyday functioning after stroke: relationship with IADL questionnaire and neurocognitive performance / J. R. Sadek [et al.] // *J. Int. Neuropsychol. Soc.* – 2011. – Vol. 17, N 5. – P. 832–840. <https://doi.org/10.1017/s1355617711000841>
5. Bertrand, A. M. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects / A. M. Bertrand, D. Bourbonnais, C. Mercier // *Exp. Brain. Res.* – 2004. – 157, N 1. – P. 32–42. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1813-x>
6. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects / J. P. Dewald [et al.] // *Brain.* – 1995. – Vol. 118. – P. 495–510.
7. Dewald, J. P. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis / J. P. Dewald, R. F. Beer // *Muscle Nerve.* – 2001. – Vol. 24, N 2. – P. 273–283. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200102\)24:2%3C273::aid-mus130%3E3.0.co;2-z](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200102)24:2%3C273::aid-mus130%3E3.0.co;2-z)
8. Gladstone, D. J. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties / D. J. Gladstone, C. J. Danells, S. E. Black // *Neurorehabil. Neural. Repair.* – 2002. – Vol. 16, N 3. – P. 232–240. <https://doi.org/10.1177/154596802401105171>
9. Bilateral assessment of functional tasks for robot-assisted therapy applications / M. J. Johnson [et al.] // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2011. – Vol. 49, N 10. – P. 1157–1171. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0817-0>
10. Test-retest reliability of robotic assessment measures for the evaluation of upper limb recovery / R. Colombo [et al.] // *Neural. Syst. Rehabil. Eng.* – 2014. – Vol. 22, N 5. – P. 1020–1029. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2306571>
11. Stroke survivors control the temporal structure of variability during reaching in dynamic environments / M. Mukherjee [et al.] // *Ann. Biomed. Eng.* – 2013. – Vol. 41, N 2. – P. 366–376. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0670-9>
12. Феноменология инерциальной кинематики в структуре формирования двигательных адаптаций / В. А. Лукашевич [и др.] // *Докл. БГУИР.* – 2020. – Т. 18, № 5. – С. 62–70. <https://doi.org/10.35596/1729-7648-2020-18-5-62-70>
13. Новые возможности количественной оценки качественной структуры адаптивной кинематики / В. А. Лукашевич [и др.] // *Мед. журн.* – 2020. – № 4. – С. 69–77.
14. Lukashevich, V. A. Classification of motor impairments after stroke in consequence of adaptive kinematic specificity / V. A. Lukashevich, V. V. Ponomarev // *Intern. Neurol. J.* – 2020. – Vol. 16, N 5. – P. 40–47. <https://doi.org/10.22141/2224-0713.16.5.2020.209251>
15. Метод оценки адаптивной кинематики в эксперименте постурального тестирования / В. А. Лукашевич [и др.] // *Новости мед.-биол. наук.* – 2020. – Т. 20, № 2. – С. 6–15.
16. Лукашевич, В. А. Опыт применения мобильного приложения для оценки состояния опорно-двигательного аппарата / В. А. Лукашевич, Т. А. Морозевич-Шилюк, Г. Г. Лесив // *Мир спорта.* – 2021. – № 2 (83). – С. 122–128.

### References

1. Lemmens R. J. M., Timmermans A. A. A., Janssen-Potten Y. J. M., Smeets R. J. E. M., Seelen H. A. M. Valid and reliable instruments for arm-hand assessment at ICF activity level in persons with hemiplegia: a systematic review. *BMC Neurology*, 2012, vol. 12, no. 1, art. 21. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-12-21>

2. Kulesh S. D., Filina N. A., Kostinevich T. M., Kletsikova L. A., Savchenko M. E. Long-term outcomes of cerebral insult in the large urban population of Belarus. *Vestnik Vitebskogo Gosudarstvennogo Meditsinskogo Universiteta = Vitebsk Medical Journal*, 2011, vol. 10, no. 3, pp. 93–101 (in Russian).
3. Katan M., Luft A. Global Burden of Stroke. *Seminars in Neurology*, 2018, vol. 38, no. 2, pp. 208–211. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1649503>
4. Sadek J. R., Stricker N., Adair J. C., Haaland K. Y. Performance-based everyday functioning after stroke: relationship with IADL questionnaire and neurocognitive performance. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 2011, vol. 17, no. 5, pp. 832–840. <https://doi.org/10.1017/s1355617711000841>
5. Bertrand A. M., Bourbonnais D., Mercier C. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research*, 2004, vol. 157, no. 1, pp. 32–42. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1813-x>
6. Dewald J. P., Pope P. S., Given J. D., Buchanan T. S., Rymer W. Z. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain*, 1995, vol. 118, no. 2, pp. 495–510.
7. Dewald J. P., Beer R. F. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle and Nerve*, 2001, vol. 24, no. 2, pp. 273–283. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200102\)24:2%3C273::aid-mus130%3E3.0.co;2-z](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200102)24:2%3C273::aid-mus130%3E3.0.co;2-z)
8. Gladstone D. J., Danells C. J., Black S. E. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2002, vol. 16, no. 3, pp. 232–240. <https://doi.org/10.1177/154596802401105171>
9. Johnson M. J., Wang S., Bai P., Strachota E., Tchekanov G., Melbye J., McGuire J. Bilateral assessment of functional tasks for robot-assisted therapy applications. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2011, vol. 49, no. 10, pp. 1157–1171. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0817-0>
10. Colombo R., Cusmano I., Sterpi I., Mazzone A., Delconte C., Pisano F. Test-retest reliability of robotic assessment measures for the evaluation of upper limb recovery. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, vol. 22, no. 5, pp. 1020–1029. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2306571>
11. Mukherjee M., Koutakis P., Siu K. C., Fayad P. B., Stergiou N. Stroke survivors control the temporal structure of variability during reaching in dynamic environments. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, vol. 41, no. 2, pp. 366–376. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0670-9>
12. Lukashevich U. A., Ponomarev U. U., Mitskevich U. E., Gubkin S. V., Gavrilovich Y. A., Zhurko E. A., Kipel A. N. The phenomenology of inertial kinematics in the structure of forming motor adaptations. *Doklady BGUIR*, 2020, vol. 18, no. 5, pp. 62–70 (in Russian). <https://doi.org/10.35596/1729-7648-2020-18-5-62-70>
13. Lukashevich U. A., Ponomarev V. V., Gubkin S. V., Mitskevich U. Y., Osipov A. N. New opportunities for quantitative assessment of the qualitative structure of adaptive kinematics. *Meditsinskii zhurnal = Medical Journal*, 2020, no. 4, pp. 69–77 (in Russian).
14. Lukashevich V. A., Ponomarev V. V. Classification of motor impairments after stroke in consequence of adaptive kinematic specificity. *International Neurological Journal*, 2020, vol. 16, no. 5, pp. 40–47. <https://doi.org/10.22141/2224-0713.16.5.2020.209251>
15. Lukashevich V. A., Ponomarev V. V., Gubkin S. V., Mitskevich V. E. A method for assessing adaptive kinematics in a postural testing experiment. *Novosti mediko-biologicheskikh nauk = News of Biomedical Sciences*, 2020, vol. 20, no. 2, pp. 6–15 (in Russian).
16. Lukashevich V. A., Morozevich-Shilyuk T. A., Lesiv G. G. Experience in using mobile application for musculoskeletal state assessment. *Mir sporta [World of Sports]*, 2021, no. 2(83), pp. 122–128 (in Russian).

### Информация об авторах

*Лукашевич Владислав Анатольевич* – канд. мед. наук, докторант. Белорусская медицинская академия последипломного образования (ул. П. Бровки, 3, 220013, Минск, Республика Беларусь). E-mail: u.lukashevich@gmail.com.

*Пономарев Владимир Владимирович* – д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой. Белорусская медицинская академия последипломного образования (ул. П. Бровки, 3, 220013, Минск, Республика Беларусь). E-mail: neurology@belmapo.by.

*Губкин Сергей Владимирович* – член-корреспондент, д-р мед. наук, профессор, директор. Институт физиологии НАН Беларуси (ул. Академическая, 28, 220072, Минск, Республика Беларусь). E-mail: goubkin@yandex.ru.

*Манкевич Светлана Михайловна* – канд. мед. наук, доцент. Белорусская медицинская академия последипломного образования (ул. П. Бровки, 3, 220013, Минск, Республика Беларусь).

### Information about the authors

*Lukashevich Vladislav A.* – Ph. D. (Medicine), Doctoral Student. Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (3, P. Brovka Str., 220013, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: u.lukashevich@gmail.com.

*Ponomarev Vladimir V.* – D. Sc. (Medicine), Professor, Head of the Department. Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (3, P. Brovka Str., 220013, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: neurology@belmapo.by.

*Gubkin Sergey V.* – Corresponding Member, D. Sc. (Medicine), Professor, Director. Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus (28, Akademicheskaya Str., 220072, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: goubkin@yandex.ru.

*Mankevich Svetlana M.* – Ph. D. (Medicine), Associate Professor. Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education (3, P. Brovka Str., 220013, Minsk, Republic of Belarus).